

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-057350

(43)Date of publication of application : 26.02.2003

(51)Int.CI. G01T 1/20
 A61B 6/00
 G06T 1/00
 H01L 31/09
 H04N 1/028
 H04N 5/32

(21)Application number : 2001-242445

(71)Applicant : CANON INC

(22)Date of filing : 09.08.2001

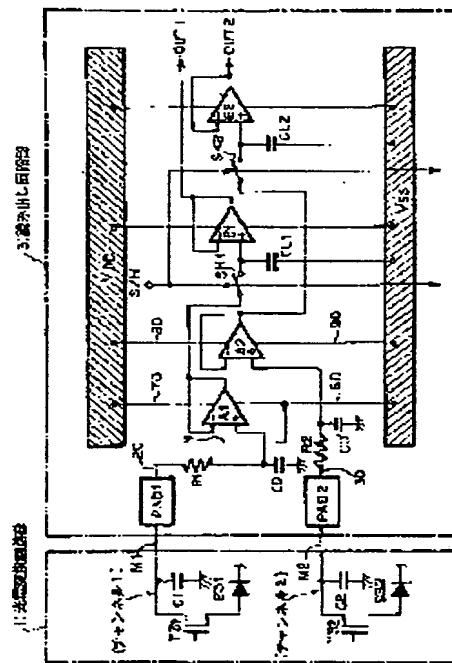
(72)Inventor : NAGAI TOSHIKO
SHIRAI EIJI

(54) SIGNAL TRANSFER DEVICE, PHOTOELECTRIC CONVERSION DEVICE, RADIATION DETECTION DEVICE AND SYSTEM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To square output characteristics in each channel of a signal transfer circuit equipped with input pads and amplifiers.

SOLUTION: This signal transfer device is formed by arraying the input pads PAD1, 2 for inputting a signal from the outside and the amplifiers A1, A2 for amplifying the signal inputted through the input pads PAD1, 2, in mutually non-parallel directions. In the device, the values determined by dividing the lengths of connection wires 20, 30 for connecting respectively the input pads PAD1, 2 to the amplifiers A1, A2 by the sectional areas of the connection wires 20, 30 are adjusted to be the same value, and the connection wires 20, 30 have the same parasitic capacities, and a dummy wire N branched from a power supply wire 60 is allowed to cross over with the connection line 20 not crossing over with the power supply wire 60 connected to the amplifier A1 between the connection wires 20, 30.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003-57350

(P2003-57350A)

(43)公開日 平成15年2月26日 (2003.2.26)

(51) Int.Cl.⁷
 G 01 T 1/20
 A 61 B 6/00 300
 G 06 T 1/00 460
 H 01 L 31/09
 H 04 N 1/028

識別記号

F I
 G 01 T 1/20 E 2 G 088
 A 61 B 6/00 300 S 4 C 093
 G 06 T 1/00 460 Z 5 B 047
 H 04 N 1/028 Z 5 C 024
 5/32 5 C 051

マーク(参考)

審査請求 未請求 請求項の数11 OL (全11頁) 最終頁に統く

(21)出願番号 特願2001-242445(P2001-242445)

(22)出願日 平成13年8月9日 (2001.8.9)

(71)出願人 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(72)発明者 長井 敏子

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ
ノン株式会社内

(72)発明者 白井 英二

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ
ノン株式会社内

(74)代理人 100065385

弁理士 山下 積平

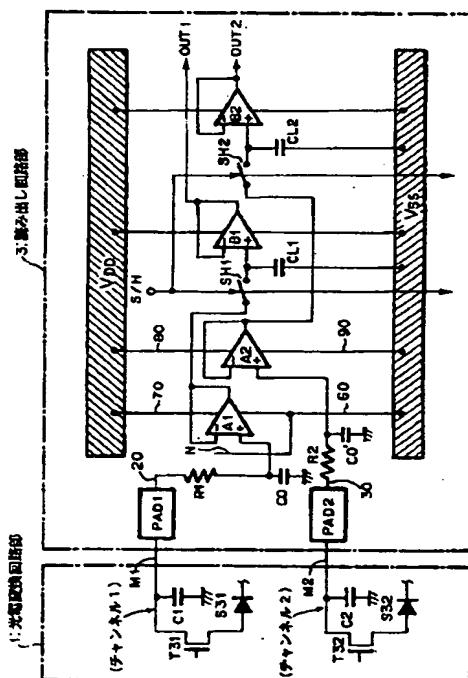
最終頁に統く

(54)【発明の名称】 信号転送装置、光電変換装置、放射線検出装置及びシステム

(57)【要約】

【課題】 入力パッドと増幅器とを備える信号転送回路のチャンネル毎の出力特性を一致させる。

【解決手段】 外部からの信号を入力する入力パッドPAD1, 2と、入力パッドPAD1, 2を介して入力した信号を増幅する増幅器A1, A2とを、互いに非平行な方向に配列した信号転送装置において、入力パッドPAD1, 2と増幅器A1, A2とをそれぞれ接続する接続線20, 30の長さを接続線20, 30の断面積で除した値が同じになるようにし、更に接続線20, 30のなかで増幅器A1に接続される電源線60をクロスオーバーしていない接続線20に、電源線60から分岐したダミー配線Nをクロスオーバーさせる。



【特許請求の範囲】
 【請求項1】 それぞれ外部からの信号を入力する第1及び第2の入力パッドと、前記第1の入力パッドからの信号を増幅する第1の増幅器と、前記第2の入力パッドからの信号を増幅する第2の増幅器と、

前記第1の入力パッドと前記第1の増幅器とを接続する第1の接続線と、前記第2の入力パッドと前記第2の増幅器とを接続する第2の接続線と、

前記第1の入力パッドと前記第1の増幅器とを接続する第1の接続線と、前記第2の入力パッドと前記第2の増幅器とを接続する第2の接続線と、

前記第1の増幅器に接続される配線とを有し、前記第1の入力パッドと前記第2の入力パッドとの配置される方向と、前記第1の増幅器と前記第2の増幅器の配置される方向とは非平行な方向であり、前記第1の増幅器は、前記第2の増幅器よりも前記第1及び前記第2の入力パッド側に配置されるとともに、前記配線は、前記第1及び第2の接続線とクロスオーバーさせることを特徴とする信号転送装置。

【請求項2】 前記配線のうち前記第1の接続線をクロスオーバーする部分は、前記第2の接続線をクロスオーバーする配線から分岐したダミー配線であることを特徴とする請求項1記載の信号転送装置。

【請求項3】 前記第1の増幅器と接続されていない第2の配線を有し、前記第2の配線は、前記第1及び第2の接続線とクロスオーバーし、前記第2の配線のうち前記第1の接続線をクロスオーバーする部分は、前記第2の接続線をクロスオーバーする配線から分岐したダミー配線であることを特徴とする請求項1又は2記載の信号転送装置。

【請求項4】 前記第1及び第2の接続線の寄生容量が同じになるようにすることを特徴とする請求項1から3のいずれか1項記載の信号転送装置。

【請求項5】 前記第1及び第2の接続線において、接続線の長さを当該接続線の断面積で除した値が同じになるようにすることを特徴とする請求項1から4のいずれか1項記載の信号転送装置。

【請求項6】 前記第1及び第2の増幅器の配置に応じて当該各増幅器から同じ長さで同じ断面積の接続線で接続可能な位置に前記各入力パッドを配置することを特徴とする請求項1から5のいずれか1項記載の信号転送装置。

【請求項7】 前記第1及び第2の増幅器を互いに近傍に配置することを特徴とする請求項1から6のいずれか1項記載の信号転送装置。

【請求項8】 外部からの信号を入力する複数の入力パッドと、前記複数の入力パッドを介して入力した信号を増幅する複数の増幅器とを、互いに非平行な方向に配列した信号転送装置において、

前記複数の増幅器は各複数段の増幅器であって、各一段

目の増幅器を各二段目以降の増幅器よりも前記入力パッド側に配置することを特徴とする信号転送装置。

【請求項9】 請求項1から8のいずれか1項記載の信号転送装置を光電変換回路から電気信号を読み出す読み出し回路に備えることを特徴とする光電変換装置。

【請求項10】 請求項9記載の光電変換装置と、当該光電変換装置に放射線を光信号に変換する蛍光体とを備えることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項11】 請求項10記載の放射線検出装置と、当該放射線検出装置の検出結果を処理する処理装置とを備えることを特徴とする放射線検出システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、信号転送装置、光電変換装置、放射線検出装置及びシステムに関し、特に、医療用のX線検出装置や産業用の内部非破壊検査装置、ディジタルカメラ、複写機、ファクシミリ、パソコン用コンピュータ等の情報処理装置などの各種電気機器に備えられている信号転送装置、光電変換装置、放射線検出装置及びシステムに関するものである。

【0002】なお、本明細書では、放射線の範囲にX線、α線、β線、γ線などの電磁波も含むものとして説明する。

【0003】

【従来の技術】現在、医療診断用のX線撮像装置は、X線を人体に曝射し透過したX線を可視光に変換させる蛍光体に照射させ、そして、その蛍光をフィルムに露光させることにより患者の体内情報を得るフィルム方式が主流である。

【0004】最近では、「X線画像のデジタル化」の要求が高まってきており、多数の固体撮像素子を2次元状に並べたエリアセンサを、前述のフィルムに置き換え、固体撮像素子で得た画像情報をデジタル情報として扱う方式が広く提案されている。

【0005】それが実現されれば、医師等による診断はもとより、病院内外におけるデータの保管、転送、管理が効率よく行われるようになり、かつてない新しい、画期的な医療診断を行うことができると考えられる。

【0006】図10は、従来の放射線検出装置内の光電変換装置の一部のレイアウト図である。図10には、例えば放射線に基づく光を電気信号に変換する光電変換回路部1と、光電変換回路部1からの電気信号を読み出す読み出し回路部3とを示している。

【0007】光電変換回路部1は、光信号を電気信号に変換する光電変換素子S31、S32と、変換された電気信号の読み出しを制御するスイッチング素子T31、T32と、スイッチング素子T31、T32がオンされたときに光電変換素子S31、S32から読み出される電気信号を伝送する信号配線M1、M2と、信号配線M1、M2に接続された容量C1、C2とを備えている。

【0008】なお、光電変換回路部1には、簡単化のために 1×2 画素を示しているが、実際には、用途に応じた数の画素が形成されている。

【0009】読み出し用回路部3は、光電変換回路部1と読み出し用回路部3とを接続する入力信号パッドPAD1, 2と、信号配線M1, M2を通じて光電変換回路部1から転送された電気信号を増幅するアナログ演算増幅器A1, A2, B1, B2と、アナログ演算増幅器A1, A2, B1, B2に電力を供給するための電源配線V_{DD}, V_{SS}と、アナログ演算増幅器A1, A2で増幅された電気信号をサンプルホールドするためのサンプリングスイッチSH1, SH2及びサンプリングコンデンサCL1, CL2とを備えている。

【0010】また、図10には入力パッドPAD1, 2から初段アナログ演算増幅器A1, A2の入力端子までの間に配線抵抗R1, R2及び寄生容量CO, CO'を図示しており、さらに、S/Hスイッチのオン/オフを切り替える制御線との初段アナログ演算増幅器A2の接続線30との間にカップリングコンデンサCO1を図示している。

【0011】ここで、図10に示すように、2画素分のアナログ演算増幅器A1, A2, B1, B2を共通の電源配線V_{DD}, V_{SS}に接続している。これは、より微小な病巣を検出するために要求される画素の微細化、高精細化に伴い、光電変換装置の画素ピッチが狭くなるので、画素毎にアナログ演算増幅器の接続先の電源配線V_{DD}, V_{SS}を形成できないためである。ちなみに、画素ピッチは例えば80~50 μm程度が要求される。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】しかし、図10における読み出し用回路部の初段アナログ演算増幅器A1, A2は、配線抵抗R1, R2、寄生容量CO, CO'及びカップリングコンデンサCO1による影響を受けてチャンネル間で均一の出力が得られない場合がある。

【0013】これは、図10で示した各々の入力信号パッドPAD1, 2からアナログ演算増幅器A1, A2の入力までの接続線20, 30の長さや断面積等が互いに異なると、配線抵抗R1, R2や寄生容量CO, CO'間に差が現れるからである。

【0014】ここで、配線抵抗R1, R2(図10では、R1 < R2)で発生する熱雑音(4KTR)がS/N低下する原因となる。一方、電気信号の電圧は、S31, S32で発生する電気信号の電気量をともにQ

[q]とすると、容量C1, C2と初段アナログ演算増幅器A1, A2の入力容量とで決まるので、以下の式のように差が発生する。

$$[Q / (C1 + CO)] > [Q / (C2 + CO')] \quad \{ \text{ここで, } C1 = C2, \text{ 図10では } CO < CO' \}$$

【0015】さらに、寄生容量CO, CO'の対電源ノイズの影響が異なるため、電源電圧除去比(Power Supp 50

ly Rejection Ratio: PSRR)の差になって残る。一方、制御線S/Hとチャンネル2の初段アナログ演算増幅器A2の接続線30とのカップリングコンデンサCO1が存在することにより、チャンネル2のみサンプリングパルスによる振られによって出力に固定パターンノイズが現れる。

【0016】図11は、図10に示す読み出し回路3の出力信号の波形図である。図11には、図10のパターンを繰り返し4列配置したときのシリアル出力の様子を示しており、上述のごとく、奇数画素1, 3, 5, 7には固定パターンノイズと配線抵抗R1によるランダムノイズが小さいが、偶数画素2, 4, 6, 8には固定パターンノイズと配線抵抗R2によるランダムノイズが大きく重畠している。

【0017】高S/N比が要求されるICにおいては、低ノイズ化のためトランジスタサイズには大きなものが採用される。それに伴い、アナログ演算増幅器1つのレイアウト面積は大きくなり、その結果、アナログ演算増幅器間の物理的位置は遠くなり、基板電位の振られ具合の違い、チップ内温度のムラなど、各アナログ演算増幅器の置かれる場所の違いによる各チャンネルの出力特性に差が生じ易い。

【0018】特に、上記の影響は、高インピーダンスノードである入力部分(配線20, 30)に生じ易い。

【0019】そこで、本発明は、入力パッドと増幅器とを備える信号転送回路のチャンネル毎の出力特性を一致させることを課題とする。

【0020】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するために、本発明の信号転送装置は、それぞれ外部からの信号を入力する第1及び第2の入力パッドと、前記第1の入力パッドからの信号を増幅する第1の増幅器と、前記第2の入力パッドからの信号を増幅する第2の増幅器と、前記第1の入力パッドと前記第1の増幅器とを接続する第1の接続線と、前記第2の入力パッドと前記第2の増幅器とを接続する第2の接続線と、前記第1の増幅器に接続される配線とを有し、前記第1の入力パッドと前記第2の入力パッドとの配置される方向と、前記第1の増幅器と前記第2の増幅器の配置される方向とは非平行な方向であり、前記第1の増幅器は、前記第2の増幅器よりも前記第1及び前記第2の入力パッド側に配置されるとともに、前記配線は、前記第1及び第2の増幅器とクロスオーバさせることを特徴とする。

【0021】また、本発明の光電変換装置は、上記信号転送装置を光電変換回路から電気信号を読み出す読み出し回路に備える。

【0022】さらに、本発明の放射線検出装置は、上記光電変換装置と、当該光電変換装置に放射線を光信号に変換する蛍光体とを備える。

【0023】さらにまた、本発明の放射線検出システム

は、上記放射線検出装置と、当該放射線検出装置の検出結果を処理する処理装置とを備える。

【0024】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。

【0025】「実施形態1」図1は、本発明の実施形態1のX線検出装置の概略的な構成を示す断面図である。図1には、X線を光に変換する蛍光体103と、蛍光体103で変換された光を電気信号に変換する光電変換素子が2次元上に配列された光電変換回路部1を備えたガラス基板8と、ガラス基板8側から出力される電気信号を読み出す読み出し回路部3と、読み出し回路部3で読み出された電気信号を処理する処理手段を搭載するプリント基板(Print Circuit Board: PCB)10と、ガラス基板8と読み出し回路部3とプリント基板10とを相互に接続するTCP(Tape Carrier Package)9とを示している。

【0026】図2は、図1のガラス基板8、読み出し回路部3、プリント基板10及びTCP9の接続状態を示す図である。図2に示すように、ガラス基板8には光電変換素子を含む複数の画素11が形成されている。また、TCP9に実装されたICをTCP9が相互に重なり合うことなく、ガラス基板8及びPCB10に接続するには、図示するように、ICサイズはTCPサイズに対しある程度マージンが必要となる。その結果、ICの入力ピッチには画素ピッチ以下のものが要求される。

【0027】図3は、図1のガラス基板8に備えた光電変換回路部1及び読み出し回路部3(信号転送装置)の周辺を含む光電変換装置の模式的な構成図である。図3には、以下説明するシフトレジスタ2と、光電変換回路部1と、バイアス電源7と、容量C1～C3と、読み出し用回路部3と、A/D変換回路部6とを備えている。

【0028】シフトレジスタ2は、光電変換回路部1からの電気信号の読み出しを制御する駆動用信号を出力するレジスタ群を備えている。

【0029】光電変換回路部1は、光信号を電気信号に変換する光電変換素子S11～S33と、変換された電気信号の読み出しを制御するスイッチング素子T11～T33と、シフトレジスタ2から出力される駆動用信号をスイッチング素子T11～T33へ伝送するゲート駆動配線G1～G3と、スイッチング素子T11～T33がオンされたときに光電変換素子S11～S33から読み出される電気信号を伝送する信号配線M1～M3とを備えている。

【0030】なお、図2に示す画素11は、少なくとも各光電変換素子S11～S33及びスイッチング素子T11～T33を有している。また、画素ピッチは例えば胸部を撮影するX線ディジタルカメラ用では100μm前後である。

【0031】バイアス電源7は、光電変換素子S11～

S33を駆動するためにバイアス電源を印加するものである。

【0032】読み出し用回路部3は、信号配線M1～M3を通じて光電変換回路部3から転送された電気信号を増幅するアナログ演算増幅器A1～A3、B1～B3と、容量C1～C3をリセットするリセット手段RES1～RES3と、アナログ演算増幅器A1～A3で増幅された電気信号をサンプルホールドするためのサンプリングスイッチSH1～SH3及びサンプリングコンデンサCL1～CL3と、サンプリングコンデンサCL1～CL3よりアナログ演算増幅器B1～B3を介して順次読み出す読み出し用スイッチSr1～Sr3と、読み出し用スイッチSr1～Sr3のオン／オフを制御するシフトレジスタ4と、読み出す信号を増幅する出力アンプ5とを備えている。

【0033】A/D変換回路部6は、読み出し用回路部3からの信号をアナログ信号からディジタル信号に変換する変換手段を備えている。

【0034】図4は、図3の光電変換装置の動作を説明するタイミングチャートである。まず、リセットスイッチRES1～RES3に電圧パルスRESをt4時間印加して入力負荷容量C1～C3をリセット後、スイッチング素子のシフトレジスタ2よりゲート線駆動配線G1に転送用の第1の電圧パルスをt1時間印加すると、スイッチング素子T11～T13がオンし、第1行の光電変換素子S11～S13に蓄積されていた電気信号は信号配線M1～M3の負荷容量C1～C3に各々転送される。

【0035】信号配線M1～M3を通じて伝送される電気信号は、それぞれ読み出し用回路部3内のアナログ演算増幅器A1～A3により増幅される。その後、サンプリングスイッチSH1～SH3がS/Hパルスによりt2時間だけオンし、サンプリングコンデンサCL1～CL3に電気信号が転送される。

【0036】続いて、順次シフトレジスタ4からのシフトパルスSp1～Sp3により読み出し用スイッチSr1～Sr3が順次t3時間ずつオンすることにより、サンプリングコンデンサCL1～CL3に転送されていた並列の電気信号が、各々アナログ演算増幅器B1～B3により増幅された後、最終出力アンプ5から直列の電気信号として読み出され(Vout)、A/D変換回路部6でデジタル化される。

【0037】その後、リセットスイッチRES1～RES3に電圧パルスRESを印加して、入力負荷容量をリセット後、次行の読み出し動作に備える。

【0038】以下同様に、シフトレジスタ2よりゲート駆動配線G2、G3を順次駆動することにより、光電変換素子S21～S33の全画素データが繰り返し読み出される。

【0039】なお、図3では簡単の為に3×3画素の2

次元光電変換装置を示したが、実際の光電変換装置はその用途により更に多画素で構成される。例えば、胸部を撮影するX線ディジタルカメラ用では、上記のように一般に画素ピッチは $100\mu m$ 前後で形成されている。サイズを $40cm \times 40cm$ 程度とすると、画素数は 4000×4000 程度と膨大な数となる。 4000 画素からの電気信号を読み出すための読み出し回路部は複数のICによって構成される。

【0040】図5は、図1の読み出し回路部3のレイアウト図である。ここでは、簡単の為に2チャンネル(2行)のレイアウトを示している。図5において、 V_{dd} は第1の電源配線であり、 V_{ss} は第2の電源配線である。なお、各 V_{dd} 及び各 V_{ss} は、電源に接続される電源線が複数に分岐したものであり電気的には互いに接続されている。

【0041】アナログ演算増幅器A1, A2, B1, B2は、共通する第1, 第2の電源配線 V_{dd} , V_{ss} にそれぞれ電源線60, 70, 80, 90を介して接続されている。

【0042】PAD1, 2は、光電変換回路部1と読み出し用回路部3とを接続する入力信号パッドである。20, 30は入力信号パッドPAD1, 2とアナログ演算増幅器A1, A2とを接続する接続線である。S/HはサンプリングスイッチSH1, SH2の制御線、CL1, CL2はサンプリングコンデンサである。

【0043】また、入力パッドPAD1, 2とアナログ演算増幅器A1, A2の入力端子との間に配線抵抗R1, R2及び寄生容量CO, CO'を図示している。

【0044】図5に示すように、本実施形態ではアナログ演算増幅器A1, A2を隣接して配置しており、更に入力信号パッドPAD1, PAD2の近傍に配置している。そして、入力信号パッドPAD1とアナログ演算増幅器A1とを結ぶ接続線20と入力信号パッドPAD2とアナログ演算増幅器A2とを結ぶ接続線30との配線抵抗R1, R2及び寄生容量CO, CO'が同じになるようにしている。

【0045】ここで、接続線20, 30の断面積をそれぞれ例えば $1\mu m^2$ とし、長さをそれぞれ例えばアナログ演算増幅器A1の図面左右方向の長さに $10\mu m \sim 100\mu m$ 程度加えた長さとしている。接続線20, 30の長さはアナログ演算増幅器A1の面積と高さとによって決定される。また、アナログ演算増幅器A1, A2間の最短距離は $10\mu m$ となるようにしている。

【0046】また、接続線20にクロスオーバーするような、アナログ演算増幅器A1と電源配線 V_{ss} とを結ぶ電源線にダミー配線Nを設けている。これは、接続線30がアナログ演算増幅器A1と電源配線 V_{ss} とを結ぶ電源線60をクロスオーバーすることで、接続線30を通る電気信号が電源線60の寄生容量による影響を受けるので、同様の寄生容量による影響を接続線20にも与える

ようにダミー配線Nを意図的に接続線20にクロスオーバさせることで、チャンネル1, 2間の出力が均一になるようとするためである。

【0047】さらに、接続線30が、アナログ演算増幅器A1に接続される図示していない他の配線や、その他のアナログ演算増幅器A1に接続されてない種々の配線をクロスオーバーする場合には、同様に、その配線にダミー配線を設け、そのダミー配線を接続線20にもクロスオーバすればよい。

【0048】以上のように、接続線20, 30の長さ、断面積を適正に調整することに加え、ダミー配線を接続線20にクロスオーバさせることにより、接続線20と接続線30との寄生容量CO, CO'が同じになるようしている。

【0049】なお、図5に示すように、入力信号パッドPAD1, 2とアナログ演算増幅器A1, A2との距離とがそれ異なるので、接続線20を折り曲げるなどして、接続線20, 30の長さを同じにしている。

【0050】上記の図1乃至図3の構成は、以下の実施形態2乃至4においても同等に適用される。

【0051】「実施形態2」図6は、本発明の実施形態2に係る読み出し回路部3のレイアウト図である。図6において、図5と同様の部材については同じ符号を付している。図6に示すレイアウトは、入力信号パッドPAD2を隣接するアナログ演算増幅器A2の近傍に配置している。具体的には、接続線20, 30の長さは、 $10\mu m \sim 100\mu m$ 程度の長さとしている。

【0052】このようにレイアウトすると、接続線20, 30の距離がそれぞれ短くなるので、配線抵抗R1, R2, 配線容量CO, CO'が小さくなり、配線抵抗R1, R2による熱雑音を小さく抑えることができる。

【0053】ただ、光電変換回路部1と読み出し回路部3とを接続するTCP9の信号配線M1, M2の長さ等に差が生じることになるが、この配線は以下説明するように、IC内の接続線20, 30に比べ、低抵抗化、低容量化が可能であるので、電気信号に与える影響はIC内と比較して小さい。

【0054】すなわち、信号配線M1, M2は、例えば断面の半径が $10\mu m$ 程度で入力信号パッドPAD1, 2の位置から約 $130\mu m$ 高い位置が最上点になるように曲線状に配線される。一方、接続線20, 30は断面が $0.5\mu m \times 2\mu m$ 程度で、半導体基板の位置から約数 μm 高い位置を通るように矩形状に配線される。このように、信号配線M1, M2の抵抗は接続線20, 30のそれの、300分の1程度、容量は40～50分の1程度になるので、電気信号に与える影響はIC内と比較して小さい。

【0055】「実施形態3」図7は、本発明の実施形態3に係る読み出し回路部3のレイアウト図である。図7

において、図5と同様の部分には同一符号を付している。

【0056】入力信号パッドPAD1とアナログ演算増幅器A1とを結ぶ接続線20と入力信号パッドPAD2とアナログ演算増幅器A2とを結ぶ接続線30は、それぞれコンタクトCNTを介して電気的に接続されている第1の配線層と第2の配線層とに相当する。

【0057】ここで、第1の配線層と第2の配線層とは、絶縁層(SiO₂膜)を介して異なる層に形成される。第2の配線層と電源配線V_{DD}及び電源配線V_{SS}とは、ショートしないように絶縁層(SiO₂膜)を介して異なる層に形成される。

【0058】また、信号入力PAD1からの信号を増幅器A1に伝える第2の配線層と、信号入力PAD2からの信号を増幅器A2に伝える第2の配線層とが両方とも、電源配線V_{DD}及び電源配線V_{SS}とクロスオーバーする構成としている。

【0059】本実施形態では、配線抵抗R3、R5及び寄生容量C3、C5を有する第1の配線層と、寄生抵抗R4、R6及び寄生容量C4、C6を有する第2の配線層と形成された接続線20、30の合計配線抵抗と合計寄生容量は以下のようになり、接続線20と接続線30との配線抵抗及び寄生容量を同じになるように形成した。

$$\begin{aligned} R_3 + R_4 &\approx R_5 + R_6 \\ C_3 + C_4 &\approx C_5 + C_6 \end{aligned}$$

【0061】また、実際には、増幅器A1はトランジスタなどのスイッチ素子を備えており、このスイッチ素子のオン／オフを制御するスイッチ制御配線が相互に接続されている。ここでは、スイッチ制御配線にクロスオーバーするように各第2の配線層を形成しているので、接続線20、30の寄生容量、配線抵抗が同じになる。

【0062】「実施形態4」図8は、本発明の実施形態4に係る読み出し回路部3のレイアウト図である。図8において、図5と同様の部分には同一符号を付している。図8に示すように、本実施形態では、接続線20、30の長さを相互に変えている。一方、この長さの差に応じて接続線20、30の断面積も相互に変えて、接続線20、30の配線抵抗及び寄生容量を等しくしている。

【0063】「実施形態5」図9は、本発明の実施形態5のX線診断システムの模式的な構成図である。本実施形態では、実施形態1乃至4のいずれかで説明したX線検出装置を用いている。

【0064】X線チューブ6050で発生したX線6060は患者あるいは被験者6061の胸部6062を透過し、蛍光体を上部に実装した実施形態1乃至4のいずれかで説明したX線検出装置6040に入射する。この入射したX線には患者6061の体内部の情報が含まれている。X線の入射に対応して蛍光体は発光し、これを

光電変換して電気的情報を得る。この情報は、ディジタルに変換されイメージプロセッサ6070により画像処理され制御室のディスプレイ6080で観察できる。

【0065】また、この情報は電話回線6090等の伝送手段により遠隔地へ転送でき、別の場所のドクターラームなどディスプレイ6081に表示もしくは光ディスク等の保存手段に保存することができ、遠隔地の医師が診断することも可能である。またフィルムプロセッサ6100によりフィルム6110に記録することもできる。

【0066】なお、本実施形態では、光電変換装置を、X線診断システムへ適用する場合について説明したが、X線以外のα線、β線、γ線等の放射線を用いた非破壊検査装置などの放射線撮像システムにも適用することができる。

【0067】以上、本発明の各実施形態では、医療用のX線検出装置及びシステムへ信号転送装置を適用した場合を例に説明したが、この信号転送装置は、産業用の内部非破壊検査装置、ディジタルカメラ、複写機、ファクシミリ、パソコン用コンピュータ等の情報処理装置など、増幅器を備える各種電気機器に搭載することが可能である。

【0068】以上説明したように、本実施形態によれば、各接続線の寄生容量、配線抵抗が同じになるので、各チャンネルの出力特性に差が生じないようにすることができる。このため、例えばS/N比の向上等の効果がある。

【0069】

【発明の効果】本発明によれば、各チャンネルの出力特性差を少なくすることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態1のX線検出装置の概略的な構成を示す断面図である。

【図2】図1のガラス基板8、読み出し回路部3、プリント基板10及びTCP9の接続状態を示す図である。

【図3】図1のガラス基板8に備えた光電変換回路部1及び読み出し回路部3(信号転送装置)の周辺を含む模式的な構成図である。

【図4】図3の光電変換装置の動作を説明するタイミングチャートである。

【図5】図1の読み出し回路部3のレイアウト図である。

【図6】本発明の実施形態2に係る読み出し回路部3のレイアウト図である。

【図7】本発明の実施形態3に係る読み出し回路部3のレイアウト図である。

【図8】本発明の実施形態4に係る読み出し回路部3のレイアウト図である。

【図9】本発明の実施形態5のX線診断システムの模式的な構成図である。

【図10】従来の放射線検出装置内の光電変換装置の一部のレイアウト図である。

【図11】図10に示す読み出し回路3の出力信号の波形図である。

【符号の説明】

- 1 光電変換回路部
- 2 駆動用回路部
- 3 読み出し用回路部
- 4 駆動用回路部

* 5 出力バッファアンプ

6 A/D変換回路部

7 光電変換素子のバイアス電源

8 ガラス基板

9 TCP

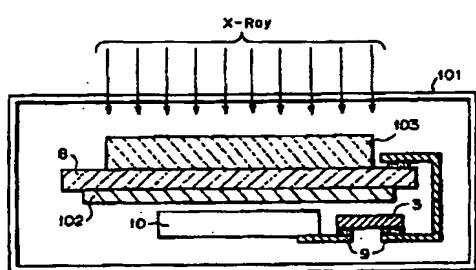
10 PCB

11 画素

101 壁体

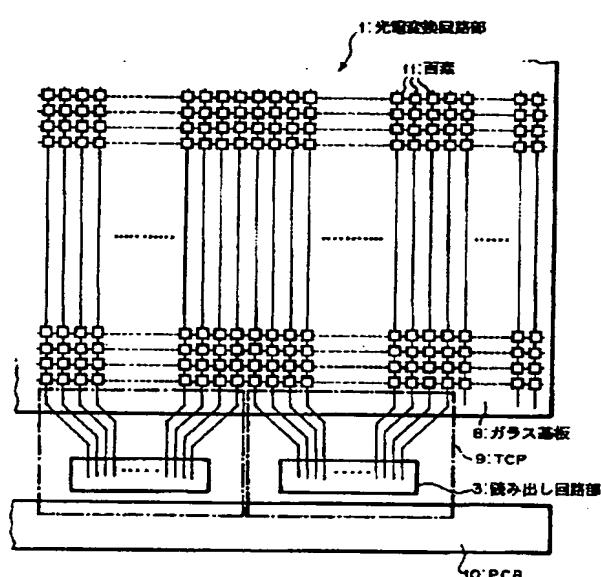
* 102 鉛板

【図1】

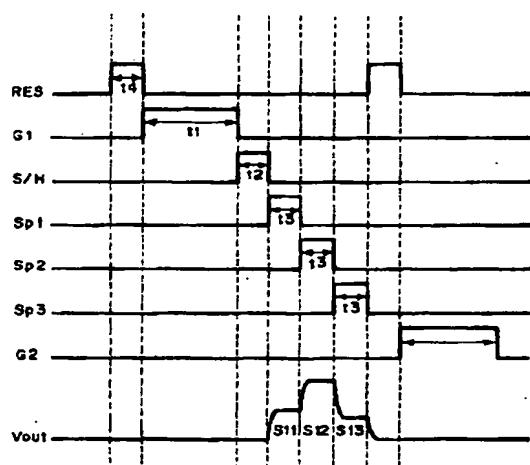


- 3 : 読み出し回路部
- 8 : ガラス基板
- 9 : TCP
- 10 : PCB
- 101 : 壁体
- 102 : 鉛板
- 103 : 樹光体

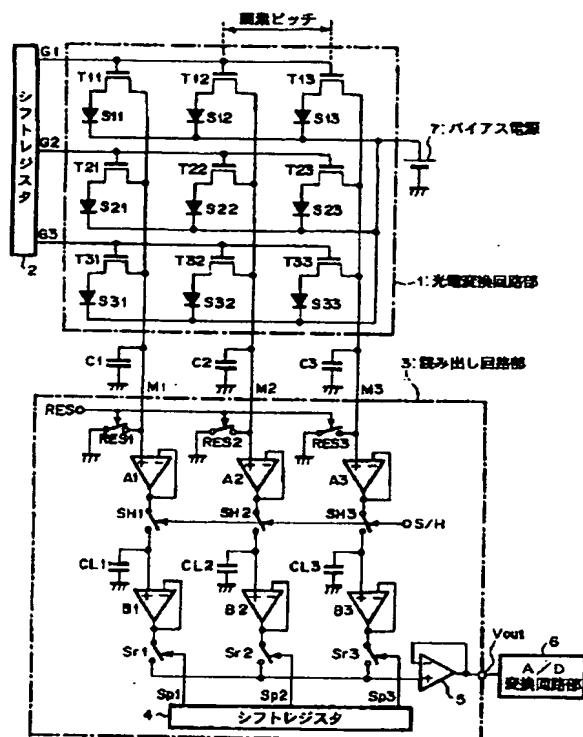
【図2】



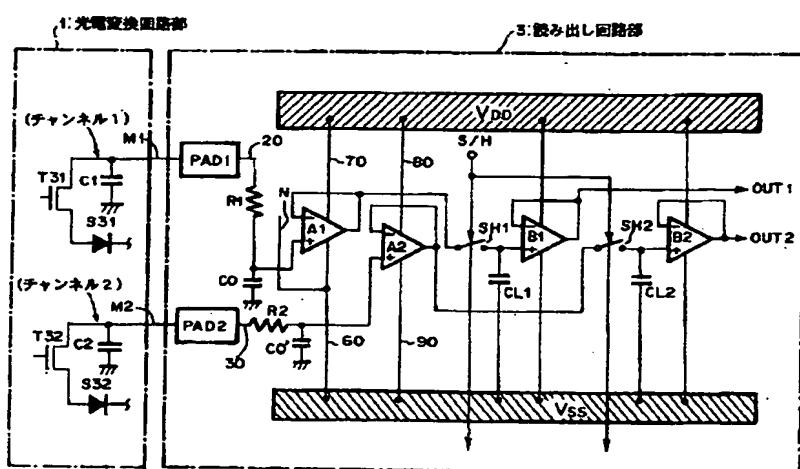
【図4】



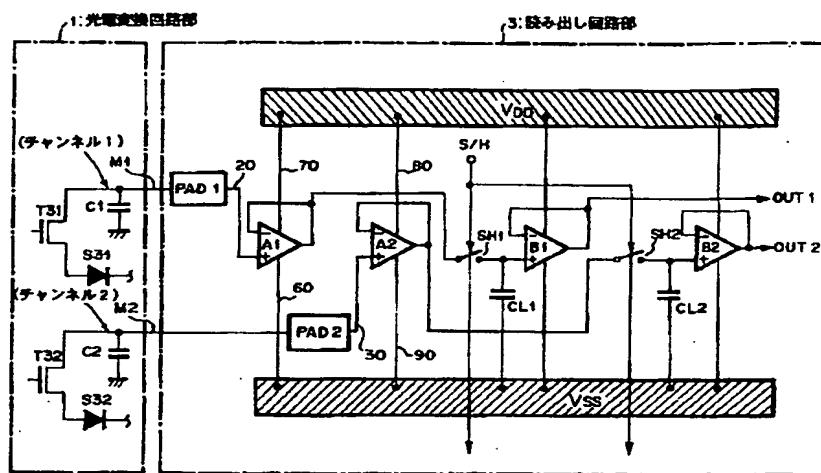
【図3】



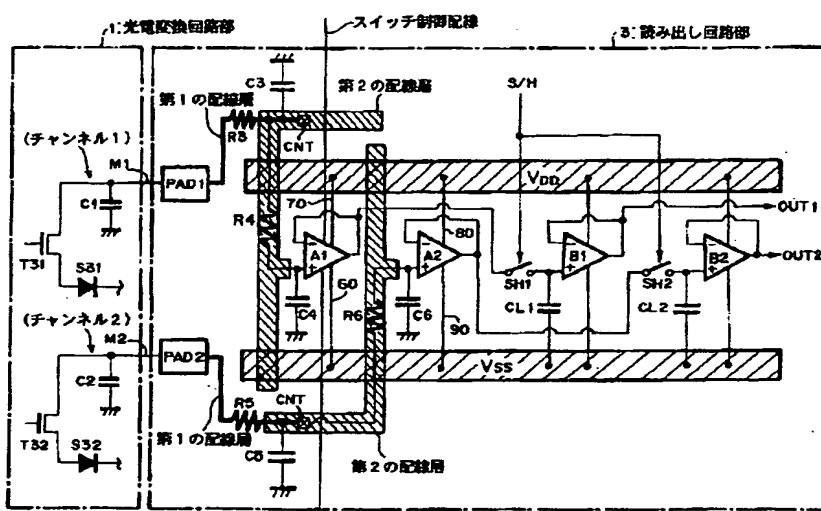
【図5】



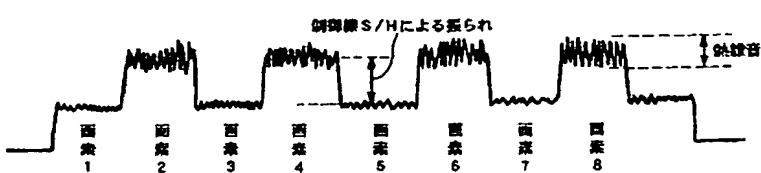
【図6】



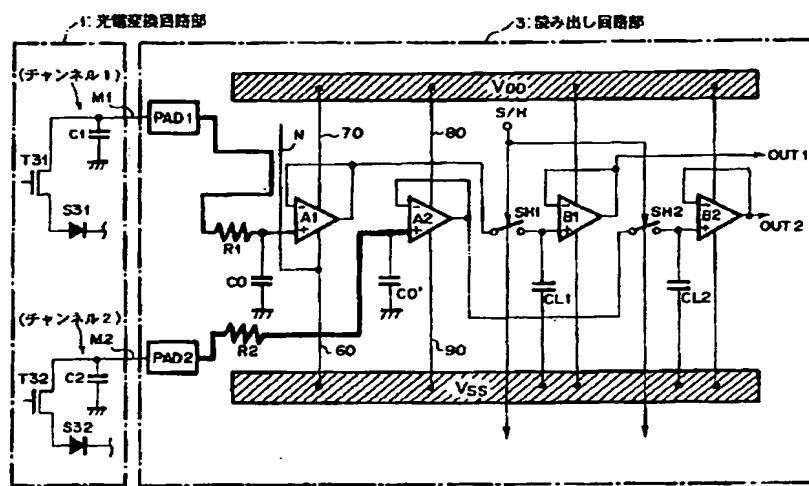
【図7】



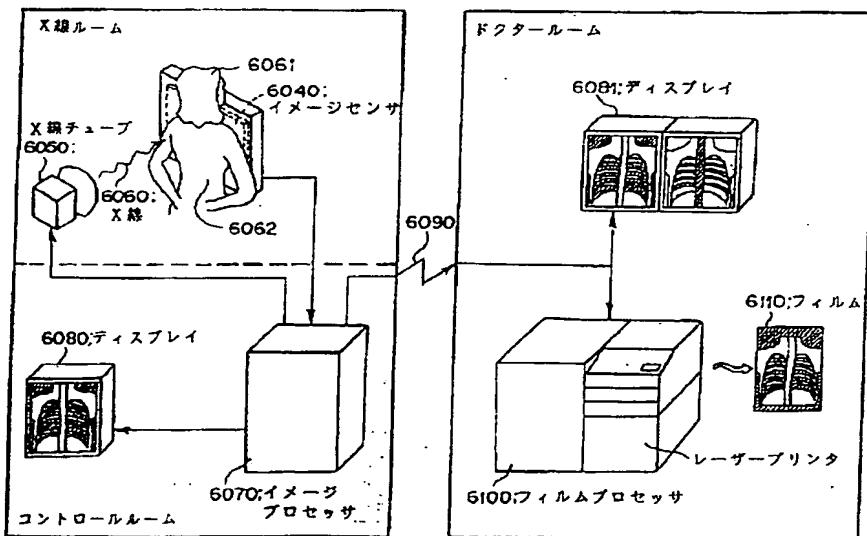
【図11】



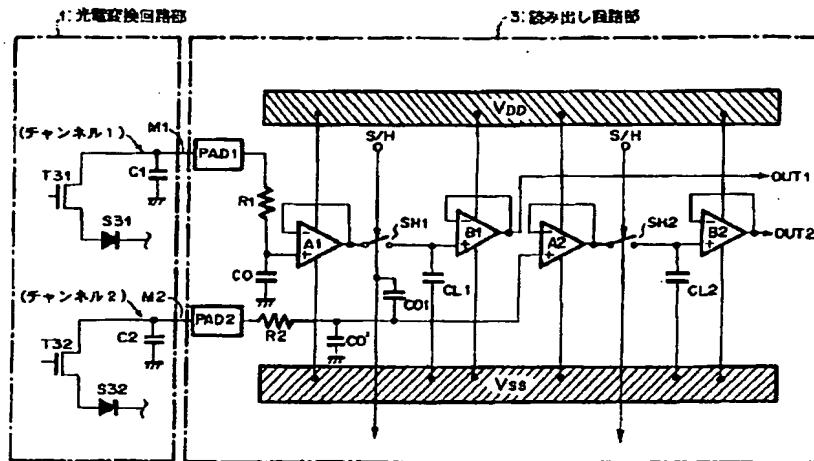
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(51)Int.CI.
H 0 4 N 5/32

識別記号

F I
H 0 1 L 31/00テーマコード(参考)
A 5 F 0 8 8

F ターム(参考) 2G088 EE01 FF02 GG19 GG20 JJ05
JJ09 JJ31 JJ33 JJ37 KK05
KK20 KK32 LL11 LL12 LL15
4C093 AA01 CA50 DA03 EB17 EB30
FC01 FD01 FH04 FH06
5B047 AA17 AB02 BA02 BB04 BC21
CA04 DA10
5C024 AX11 AX17 CX03 CY16 DX04
GX02 HX17 HX29 HX35
5C051 AA01 BA02 DA06 DB01 DB04
DB06 DB15 DC03 DC07 FA01
5F088 AA01 BA10 BB07 EA04 EA08
GA02 LA08